



①⑨ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENTAMT**

⑫ **Übersetzung der  
europäischen Patentschrift**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 M 16/00**  
A 61 M 16/12

⑧⑦ **EP 0 482 261 B1**

⑩ **DE 690 15 818 T 2**

②① Deutsches Aktenzeichen:	690 15 818.1
⑧⑥ Europäisches Aktenzeichen:	90 311 793.5
⑧⑥ Europäischer Anmeldetag:	26. 10. 90
⑧⑦ Erstveröffentlichung durch das EPA:	29. 4. 92
⑧⑦ Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA:	4. 1. 95
④⑦ Veröffentlichungstag im Patentblatt:	11. 5. 95

**DE 690 15 818 T 2**

⑦③ **Patentinhaber:**  
Puritan-Bennett Corp., Carlsbad, Calif., US

⑦④ **Vertreter:**  
Weickmann, H., Dipl.-Ing.; Fincke, K., Dipl.-Phys.  
Dr.; Weickmann, F., Dipl.-Ing.; Huber, B.,  
Dipl.-Chem.; Liska, H., Dipl.-Ing. Dr.-Ing.; Prechtel,  
J., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Böhm, B., Dipl.-Chem.Univ.  
Dr.rer.nat., 81679 München; Weiß, W.,  
Dipl.-Chem.Univ. Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 81927  
München

⑧④ **Benannte Vertragsstaaten:**  
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LI, LU, NL,  
SE

⑦② **Erfinder:**  
Forare, Lester, San Diego, California 92122, US;  
Gagne, Roger, Carlsbad, California 92009, US;  
Fennema, Paul, Fallbrook, California 92028, US

⑤④ **Steuervorrichtung für Beatmungsgerät.**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

**DE 690 15 818 T 2**

20. Juni 1994

CM/HG

Europäische Patentanmeldung Nr. 90 311 793.5  
10278P DEU

PURITAN-BENNETT CORPORATION

### Beschreibung

Diese Erfindung betrifft allgemein Beatmungsgeräte und insbesondere ein pneumatisch getriebenes, elektronisch gesteuertes Beatmungssystem zum Mischen von Gasanteilen und Zuführen von Atemgas entweder für gesteuerte oder für spontane Atemzüge.

Herkömmliche Beatmungsgeräte versorgen einen Patienten allgemein mit einem bestimmten Überdruck an Atemgas und können Atemgas unter Druck auf vorbestimmte, auf Druckänderungen im Atmungsverlauf des Patienten ansprechende Art und Weise bereitstellen oder können einem Patienten für jeden Atemzug ein vorbestimmtes Volumen von Atemgas in gesteuerter Art und Weise zuführen. Das Atemgas ist allgemein mit einer erhöhten Konzentration an Sauerstoff versehen. In dem US-Patent Nr. 4,561,287 (Rowland) ist ein Sauerstoff-Konzentrator mit einem Vorratsbehälter zur Aufnahme des mit Sauerstoff angereicherten Produktgases beschrieben, welcher einen Sensor umfaßt zur Überwachung der Entnahme des Produktgases aus dem Vorratsbehälter sowie einen Mikroprozessor zum Bestimmen der minimalen Zeit zum Laden des Gases, um mit der erfaßten Entnahmerate ein Produktgas mit einer gewählten Sauerstoffkonzentration bereitzustellen. Eine Mehrzahl von Behältern mit Molekularsiebbetten zum Absorbieren von Stickstoff, versorgen den Vorratsbehälter mit dem mit Sauerstoff angereicherten Gas. Ferner ist ein Ventilmechanismus vorgesehen, um Luft von einem Kompressor zu alternierenden Siebbetten zu lenken.

Ein weiteres System zum Mischen der beiden Gase in vorbestimmten Anteilen umfaßt das Einleiten zweier Gase über gesonderte Einlässe in ein Druckgefäß, welches das erste Gas bis zu einem ersten Druck aufnimmt und dann das zweite Gas bis zu einem zweiten Druck aufnimmt, um für geeignete Proportionierung der gemischten Gase zu sorgen. Dieses System ist in den US-Patenten Nrn. 4,022,234 und 4,023,587

(Dobritz) beschrieben. Die gemischten Gase werden entnommen, bis der Anfangsdruck in dem Aufnahmegefäß erreicht ist, zu welchem Zeitpunkt die Entnahme von Gas unterbrochen und wieder mit dem Mischzyklus begonnen wird. Ferner ist die Regelung der Flußrate und des Atemgasdrucks zu einem Patienten durch eine Beatmungs-Servoeinheit in dem US-Patent Nr. 3,741,208 (Jonsson et al.) beschrieben.

Es wäre wünschenswert, ein Beatmungssystem bereitzustellen, das die Konstituentengase in einem Atemgas in einer Weise mischen kann, welche auf den Druck des in dem Aufnahmegefäß enthaltenen Atemgases sowie auf verschiedene Beatmungsarten anspricht, für die das Atemgas bereitgestellt wird.

Die vorliegende Erfindung stellt ein System und ein Verfahren zur Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten aus einem Druckgefäß bereit, das die Messung der Gasmenge in dem Aufnahmegefäß, die Steuerung des Atemgasflusses in das Druckgefäß in Antwort auf den Druck in dem Aufnahmegefäß und die Steuerung des Ausflusses von Atemgas in Antwort auf Druck- oder Volumenänderungen in dem Druckgefäß umfaßt.

Erfindungsgemäß wird ein Beatmungssystem zur Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten bereitgestellt, umfassend: ein Druckgefäß mit fester Wandung; erste und zweite Einlaßöffnungen, welche mit dem Gefäß verbunden sind, wobei jede Einlaßöffnung in Fluidverbindung mit entsprechenden ersten und zweiten gesonderten Quellen jeweiliger erster und zweiter, zur Bildung des Atemgases in einem gewünschten Verhältnis zu vereinender Komponentengase steht, wobei den ersten und zweiten Einlaßöffnungen entsprechende erste und zweite Ein-

laßventile zugeordnet sind zum individuellen Steuern des Flusses jedes Komponentengases durch die Einlaßöffnungen zu dem Gefäß; Auslaßmittel, um das Gefäß mit dem Patienten in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel, um den Druck des Atemgases in dem Druckgefäß zu erfassen; Einlaßfluß-Steuer-mittel, um in Antwort auf den in dem Druckgefäß erfaßten Gasdruck in dem gewünschten Verhältnis den Fluß des ersten Komponentengases durch die erste Einlaßöffnung in das Druckgefäß zu steuern, während die zweite Einlaßöffnung geschlossen ist, und nachfolgend den Fluß des zweiten Komponentengases durch die zweite Einlaßöffnung zu steuern, während die erste Einlaßöffnung geschlossen ist, wobei das Steuermittel umfaßt Mittel, um gemäß der Molanzahl jedes Komponentengases für jedes Komponentengas in dem Druckgefäß einen zum Befüllen des Gefäßes mit dem gewünschten Verhältnis der Komponentengase erforderlichen, gewünschten Druckänderungswert zu bestimmen, indem aus dem erfaßten Druck in dem Gefäß und einer früheren Konzentration des ersten Komponentengases eine geschätzte Anzahl von Molekülen in dem Gefäß bestimmt wird, und die geschätzte Anzahl von Molekülen von einer gewünschten Anzahl von Molekülen in dem Gefäß abgezogen wird, sowie Mittel, um ein tatsächliches Verhältnis der Komponentengase in dem Atemgas in dem Gefäß zu bestimmen, indem die Molanzahl jedes der Komponentengase in dem Gefäß auf Grundlage erfaßter Druckänderungen jedes der in das Druckgefäß eingeleiteten Komponentengase bestimmt wird; und einen Mikroprozessor oder elektronische Mittel umfassende Auslaßfluß-Steuer-mittel, die elektrisch mit den Sensormitteln verbunden sind, um den Ausfluß des Atemgases durch die Auslaßmittel zu steuern, dadurch gekennzeichnet,

daß die Sensormittel Mittel umfassen, um den in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer erfaßten Druck elektronisch zu differenzieren, um ein differenziertes Drucksignal zu erzeugen, welches eine Ausfluß-Änderungsrate des Drucks in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer darstellt, und daß die Auslaßfluß-Steuer-mittel den Ausfluß von Atemgas in Antwort auf dieses differenzierte Drucksignal auf Grundlage der Ände-

rungsrate des in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer erfaßten Gasdrucks steuern.

Die vorliegende Erfindung stellt ferner ein Verfahren bereit zum Steuern der Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten aus einem Beatmungssystem, umfassend ein Druckgefäß mit fester Wandung mit ersten und zweiten Einlaßöffnungen, wobei jede Einlaßöffnung das Gefäß mit ersten und zweiten gesonderten Quellen jeweiliger erster und zweiter, in dem Gefäß in einem gewünschten Verhältnis zur Bildung des Atemgases zu vereinender Komponentengase in Fluidverbindung setzt, wobei das Atemgas in dem Gefäß ein bekanntes Anfangsverhältnis der Komponentengase aufweist; Auslaßmittel, um das Gefäß mit dem Patienten in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel, um den Druck des Atemgases in dem Druckgefäß zu erfassen; Mittel, um den Fluß der Komponentengase durch die Einlaßöffnungen aufeinanderfolgend zu steuern; und Ausgangsfluß-Steuermittel, um den Fluß des Atemgases durch die Auslaßmittel zu steuern, das Verfahren umfassend die Schritte: Messen des Gasdrucks in dem Gefäß nach Inhalation durch den Patienten; Bestimmen der Druckanstiegswerte für die ersten und zweiten Komponentengase in dem Gefäß entsprechend der Anzahl von Molekülen jedes Komponentengases, die erforderlich ist, um das Gefäß mit dem gewünschten Verhältnis der Komponentengase auf einen gewünschten Befüllungsdruck zu füllen, indem eine geschätzte Anzahl von Molekülen in dem Gefäß aus dem erfaßten Druck in dem Gefäß und einer früheren Konzentration des ersten Komponentengases bestimmt wird, und die geschätzte Anzahl von Molekülen von einer gewünschten Anzahl von Molekülen in dem Gefäß subtrahiert wird; aufeinanderfolgendes Befüllen des Gefäßes mit den Komponentengasen auf die entsprechenden Druckanstiegswerte, während Druckmessung in dem Druckgefäß, indem gemäß den Druckanstiegswerten das erste Komponentengas in das Gefäß durch die erste Einlaßöffnung eingeleitet wird, während die zweite Einlaßöffnung geschlossen ist, und das zweite Komponentengas durch die zweite Einlaßöffnung eingeleitet wird, während der erste Einlaß geschlossen ist, bis der Gasbefüllungsdruck in dem Gefäß er-

reicht ist; Messen eines tatsächlichen Druckanstiegs in dem Druckgefäß für jedes in das Gefäß eingeleitete Komponentengas; Bestimmen des Verhältnisses der Komponentengase in dem Druckgefäß durch Bestimmen der Molanzahl jedes der Komponentengase in dem Gefäß auf Grundlage des bekannten Anfangsverhältnisses der Komponentengase in dem Gefäß, des Gesamtdrucks und der gemessenen tatsächlichen Druckänderungen für jedes in das Gefäß eingeleitete Komponentengas; Entnehmen des Gases aus dem Gefäß durch die Auslaßmittel; Messen einer Ausflußänderungsrate des Gasdrucks in dem Gefäß über die Zeit; und Steuern der Gasentnahme aus dem Gefäß, gekennzeichnet durch:

Erzeugen eines differenzierten Drucksignals, welches die Ausflußänderungsrate des Drucks in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer darstellt, und wobei das Steuern der Gasentnahme in Antwort auf das differenzierte Drucksignal auf Grundlage der Änderungsrate des in dem Druckgefäß erfaßten Gasdrucks über eine Zeitdauer erfolgt.

In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Systems sind ferner vorgesehen Mittel zum Bestimmen der Gasausflußrate aus dem Gefäß auf Grundlage des in dem Gefäß erfaßten Drucks oder Volumens, Mittel zum Vergleichen der Ausflußrate mit einem vorbestimmten Wert und Mittel zum Einstellen des Ausflusses auf Grundlage dieses Vergleichs. Die Einlaßflußsteuerung umfaßt ferner vorzugsweise Mittel zum Vergleichen des Drucks oder Volumens in dem Gefäß mit einem vorbestimmten Wert und einen Ventilmechanismus zum Befüllen des Gefäßes in Antwort auf diesen Vergleich. In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung sind Mittel vorgesehen zum Bestimmen eines vorhergesagten Drucks oder Volumens in dem Druckgefäß auf Grundlage einer vorhergesagten Änderungsrate in dem Gefäß, wobei der Ventilmechanismus zum Befüllen des Gefäßes auf einen vorhergesagten Druck oder ein vorhergesagtes Volumen anspricht. Das Druckgefäß enthält vorzugsweise ferner ein Mittel zum Mindern von Temperaturschwankungen in dem in dem Gefäß enthaltenen Atemgas.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren umfaßt die Steuerung der Gasentnahme aus dem Druckgefäß vorzugsweise Vergleichen eines Meßwerts der Änderung der Gasmenge in dem Gefäß, bspw. Druck- oder Volumenänderung, mit einem entsprechenden vorbestimmten Wert und Einstellen des Ausflusses in dem Auslaß, um die Differenz zwischen der gemessenen Änderung und dem vorbestimmten Wert zu verringern. Das Verfahren umfaßt vorzugsweise Vergleichen der gemessenen Gasmenge in dem Druckgefäß mit einem vorbestimmten Schwellenwert und Einleiten von Gas in das Gefäß, wenn die Gasmenge unter den Schwellenwert abfällt. Eine weitere bevorzugte Ausführungsform des Verfahrens umfaßt Bestimmen einer vorhergesagten Gasmenge in dem Gefäß auf Grundlage einer vorhergesagten Änderungsrate in dem Gefäß, Vergleichen des vorhergesagten Werts mit einem vorbestimmten Wert und Befüllen des Gefäßes mit Gas, wenn der vorhergesagte Wert unter den vorbestimmten Schwellenwert abfällt. Das Atemgas ist ferner vorzugsweise aus einer Mehrzahl von Komponentengasen zusammengesetzt, und das Verfahren umfaßt vorzugsweise Bestimmen der geschätzten Molekülanzahl oder der geschätzten Gasmenge in dem Gefäß auf Grundlage des Gasdrucks oder -volumens in dem Gefäß, Bestimmen der Molanzahl jedes Komponentengases, die zum Befüllen des Gefäßes auf einen vorbestimmten Befüllungswert mit einem speziellen Verhältnis von Komponentengasen erforderlich ist; für jedes Komponentengas, Bestimmen eines Druckänderungswerts und Druckanstiegswerts in dem Gefäß entsprechend der Molanzahl, die zum Befüllen des Gefäßes mit dem vorbestimmten Verhältnis von Komponentengasen erforderlich ist; und Befüllen des Gefäßes mit jedem Komponentengas bis zu dem Druckanstiegswert.

Zwei grundlegende Atmungsarten werden von dem erfindungsgemäßen Beatmungsgerät und dem erfindungsgemäßen Verfahren unterstützt. Es wird ein Zwangsbeatmungsverlauf unterstützt, bei welchem die physikalischen Eigenschaften des dem Patienten zugeführten Atemzugs vollständig durch von einer Bedienungsperson gewählte Einstellungen festgesetzt sind. Die von der Bedienungsperson gewählten physikalischen Eigenschaften

können eine Wellenform, ein Tidenvolumen, einen Spitzenatemungsfluß, Zusammensetzung wie die Sauerstoffkonzentration, und das Zyklusintervall umfassen. Ein Zwangsbeatmungsverlauf kann von einer unabhängigen Bedienungsperson oder gar durch den Patienten eingeleitet werden.

Ferner wird ein Spontanatmungsverlauf durch die Erfindung unterstützt. Spontanatmung ist eine Atmung, bei der der Atemgasfluß und das Tidenvolumen ausschließlich durch die Anstrengung des Patienten bestimmt sind. Die Zusammensetzung des Atemgases wird jedoch durch den Wert des vorbestimmten Parameters der Sauerstoffkonzentration bestimmt. Der Atemgasfluß zu dem Patienten wird durch Schwankungen in dem Luftwegdruck ausgelöst und kann durch von der Bedienungsperson gewählte Einstellungen des positiven Endausatemungsdrucks (PEEP - positive end expiratory pressure) und der Empfindlichkeit gesteuert werden. Es wird ein kontinuierlicher positiver Luftwegdruck (CPAP - continuous positive airway pressure) bereitgestellt. "Empfindlichkeit" ist der Druckwert unterhalb von PEEP, den ein Patient erzeugen muß, um eine vom Patienten eingeleitete Zwangsbeatmung oder eine Spontanatmung durch das Beatmungsgerät auszulösen. Zwangsbeatmung kann von dem Beatmungsgerät gemäß den Parametereinstellungen, von der Bedienungsperson oder dem Patienten eingeleitet werden. Die vom Beatmungsgerät eingeleiteten Atemzüge werden mit einem konstanten Zyklusintervall zugeführt, das durch den von der Bedienungsperson gewählten Wert für die Atmungsrate bestimmt ist. Von der Bedienungsperson eingeleitete Atemzüge sind einmalige Ereignisse, deren Auftreten die Bedienungsperson durch Steuerung von Hand bestimmt. Vom Patienten eingeleitete Atemzüge werden zugeführt, wann immer eine Anstrengung des Patienten den Luftwegdruck um ein Maß unter PEEP vermindert, welches gleich dem von der Bedienungsperson gewählten Wert für die Empfindlichkeit ist.

Die Erfindung sorgt ferner für präzise Steuerung der Sauerstoffkonzentration in dem Atemgas. Die Gasmessung beruht auf dem idealen Gasgesetz, welches festlegt, daß das Produkt von



Gasdruck und -volumen dem Produkt der Molanzahl und der Temperatur des Gases proportional ist oder

$$PV = NRT$$

wobei

P = Absolutdruck des Gases;

V = Gasbehältervolumen;

N = Molanzahl des Gases;

R = die universelle Gaskonstante; und

T = Absoluttemperatur des Gases ist.

Somit kann die Molanzahl des Gases in einem Behälter mit festem Volumen indirekt bestimmt werden, indem das Behältervolumen, der Gasdruck und die Gastemperatur gemessen werden. Eine einfache Erweiterung dieses Gesetzes impliziert, daß dann, wenn Gas in den Behälter eingeleitet oder aus diesem entnommen wird, sich der Druck um einen proportionalen Betrag ändert:

$$\Delta P = \Delta NRT/V \quad (1)$$

Zusätzlich verhalten sich zwei ideale Gase, die den gleichen Raum einnehmen, gemäß dem Dalton'schen Gesetz der Partialdrücke:

$$P = (N_1 + N_2)RT/V \quad (2)$$

Der Mischsteueralgorithmus beruht auf Gleichungen 1 und 2. Aus (1) folgt, daß die Anzahl von in die Flasche injizierten Gasmolekülen der gemessenen Druckänderung proportional ist:

$$\Delta N = \Delta PV/TR \quad (3)$$

Somit kann durch geeignete Kalibrierung des Behälters eine Druckänderungsmessung direkt als Molzahl des injizierten Gases des Behälters mit festem Volumen gelesen werden und zur Gasmischungssteuerung verwendet werden. Aus (2) kann die Molanzahl jedes Gases in dem Atemgas-Druckgefäß aus den Mol-

verhältnissen und dem Druck in dem Druckgefäß berechnet werden:

$$NA = \text{mix} \cdot PV/TR \quad (4)$$

$$NO = (1 - \text{mix}) \cdot PV/TR \quad (5)$$

Um das Druckgefäß mit einem gewünschten Gemisch zu befüllen, wird die Molanzahl oder Molekülanzahl jedes anfänglich in dem Druckgefäß enthaltenen Gases durch Anwendung von (4) und (5) geschätzt. Die gewünschte Molanzahl oder Molekülanzahl für jedes Gas kann durch Anwendung dieser Gleichungen auf ein gewünschtes Gemisch und einen gewünschten Druck berechnet werden, und das Druckdifferential für jedes Gas kann unter Verwendung von Gleichung (3) berechnet und in Drücke umgewandelt werden. In das Druckgefäß können präzise Gasmengen eingeleitet werden, indem man aufeinanderfolgend jedes der Gase bis zu diesen Druckwerten injiziert. Ähnliche Berechnungen des Gasgemischs und der Gasmenge in dem Gefäß können für Gefäße mit einem Volumen durchgeführt werden, das sich ändern kann, und zwar sowohl wenn der Druck konstant gehalten wird oder wenn auch dieser Änderungen unterworfen ist.

Dieser Ansatz hat mehrere deutliche Vorteile gegenüber anderen "schubweisen" Mischsystemen. Schnelle Mischungsänderungen sind möglich, da Solenoide unabhängig voneinander betätigt werden können, bspw. um die Sauerstoffkonzentration zu erhöhen, und ein Sauerstoffsolenoid ausschließlich über mehrere Zyklen verwendet werden kann, bis die gewünschte Mischung erreicht ist. Zusätzlich ist hoch-präzises Mischen möglich, da ein Druckaufnehmer und ein Volumendetektor für äußerst genaue, zuverlässige Gasdruckmessungen sorgen, was eine kontinuierliche Wiedereinstellung des Gemischs ermöglicht zur Korrektur jedweder Änderungen, die von mechanischen Ventilen hervorgerufen werden können. Falls bspw. das Befüllungs-Solenoidventil für eine kurze Zeit, nachdem ihm ein Schließbefehl erteilt wurde, offen festsetzt, wäre der sich ergebende Druckanstieg in Widerspiegelung der zusätzlichen zugelassenen Gasmenge höher. Diese Änderung wird auf-

gefangen, da das "mix" aus der gemessenen Druck- oder Volumenänderung bestimmt wird und somit die bei der nächsten Befüllung zuzulassende Gasmenge niedriger sein wird.

Weitere Gesichtspunkte und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung und den beigefügten Zeichnungen ersichtlich, welche lediglich als Beispiel die Merkmale der Erfindung darstellen.

In den Zeichnungen zeigt:

Figur 1 ein vereinfachtes schematisches Diagramm des Steuerungssystems für das Beatmungsgerät;

Figur 2 ein detailliertes schematisches Diagramm des Steuerungssystems für das Beatmungsgerät;

Figur 3 ein Diagramm der Luft/Sauerstoff-Mischsteuerung von Beispiel 1;

Figur 4 ein Diagramm des Aufnahmetankdrucks für Spontanatmung (Beispiel 2);

Figur 5 ein Diagramm des Aufnahmetankdrucks für große Zwangsatemzüge (Beispiel 3); und

Figur 6 ein Diagramm des Aufnahmetankdrucks für kleine Zwangsatemzüge (Beispiel 4).

Wie in den Zeichnungen zum Zwecke der Darstellung gezeigt ist, umfaßt die erfindungsgemäße Ausführungsform ein Beatmungsgerät-Steuerungssystem, mit einem gesonderten Einlaßflußweg für jedes Druckgas, der mit einem elektrisch betätigten Solenoidventil für jedes Gas verbunden ist. Der Auslaß jedes der Gas-Solenoidventile, die die Gasmischung herstellen, ist mit dem Druckgefäß oder Tank verbunden, so daß bei Erregung jedes Solenoidventils die Gase in dem Tank vereint werden. Das Druckgefäß ist ein Gasaufnahmetank oder eine Gasaufnah-

meßflasche, der bzw. die durch den Gasfluß von einer oder mehreren Einlaßleitungen befüllt wird. Der Druck kann durch einen mit dem Tank verbundenen Präzisionsdruckaufnehmer überwacht werden, und eine Druckgefäß-Auslaßöffnung ist über einen Gasflußweg mit einem elektrisch betätigten Flußsteuerventil verbunden. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird der Gasdruck oder das Gasvolumen in dem Gefäß gemessen, und aus dieser Information sowie den Anteilen von Sauerstoff und anderen Gasen, die sich anfänglich in dem Tank befinden, werden die Anfangsgasanteile bestimmt. Die Tankbefüllungs-Zieldrücke oder -volumina werden aus einem Benutzer-definierten Sauerstoffkonzentrations-Parameter und aus den anfänglichen Tankgasanteilen bestimmt, und jedes Gassolenoid wird seinerseits derart betätigt, daß der Tank von dem Anfangswert auf den Zielwert befüllt wird. Während der Tankbefüllungsdauer ist das Auslaßfluß-Steuerventil geschlossen, wenn jedoch der Gasproportionierungs-Befüllzyklus vollendet worden ist, wird das Auslaßflußventil bei Bedarf erregt, um das präzise proportionierte Sauerstoffgasgemisch einem Patienten zuzuführen. Wenn der Gasfluß aus dem Tank die Gasmenge bis zu einem vorbestimmten Minimum entleert, wird der Zyklus anteiliger Befüllung wiederholt.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird ein Beatmungssystem bereitgestellt zur Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten, umfassend ein Druckgefäß, Einlaßmittel, um das Druckgefäß mit einer Atemgasquelle in Fluidverbindung zu setzen; Auslaßmittel, um das Druckgefäß mit einem Patienten in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel, um einen Meßwert der Atemgasmenge in dem Druckgefäß zu erfassen; Einlaßfluß-Steuermittel, um den Atemgasfluß durch das eine Einlaßmittel in vorbestimmter Art und Weise in Antwort auf die in dem Druckgefäß erfaßte Gasmenge zu steuern; und Auslaßfluß-Steuermittel, um den Atemgasfluß durch die Auslaßmittel in vorbestimmter Art und Weise in Antwort auf Änderungen der in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer erfaßten Gasmenge zu steuern.

Die vorliegende Erfindung stellt ferner ein Verfahren zum Zuführen von Atemgas von einem Druckgefäß zu einem Patienten bereit; Einlaßmittel, um das Druckgefäß mit einer Atemgasquelle in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel, um einen Meßwert der Atemgasmenge in dem Druckgefäß zu erfassen; Mittel, um den Atemgasfluß durch die Einlaßmittel zu steuern; und Auslaßfluß-Steuerungsmittel, um den Atemgasfluß durch die Auslaßmittel zu steuern; umfassend die Schritte Messen der Gasmenge in dem Gefäß; Einleiten des Gases in das Gefäß durch die Einlaßmittel, bis ein vorbestimmter Mengenwert in dem Gefäß erreicht ist; Entnehmen des Gases aus dem Gefäß durch die Auslaßöffnung; periodisches Messen der Gasmenge in dem Gefäß, um eine Änderung der Gasmenge über die Zeit zu bestimmen; und Steuern der Gasentnahme aus dem Gefäß in vorbestimmten Art und Weise in Antwort auf die in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer erfaßten Änderungen der Gasmenge.

Mit Bezug auf Figur 1 umfaßt das Pneumatik-Steuergerät 10 des Beatmungsgeräts einen Aufnahmetank 12, der in einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform ein Druckgefäß mit steifer, fester Wandung mit einem Volumen von typischerweise etwa 2 Litern ist. Kupferwolle-Material 14 füllt das Innenvolumen des Tanks vollständig, und nimmt typischerweise bis zu 2 % des Tankvolumens ein. Die einen hohen spezifischen Wärmewert aufweisende Kupferwolle stellt sicher, daß die Gaskompression und -dekompression während der Befüllungs- und Entleerungszyklen relativ isothermisch verläuft. Es können auch andere ähnliche Materialien zum Mindern von Temperaturschwankungen in dem im Gefäß enthaltenen Gas vorgesehen sein. Das Druckgefäß kann alternativ eine Kolbenkammer oder Balgen-artige Kammer aufweisen, in welcher das Volumen einstellbar ist, um im wesentlichen konstantem Druck für variable Kapazität zu sorgen, oder in welcher sowohl Volumen als auch Druck variabel sind und sowohl Druck als auch Volumen überwacht werden.

Der Aufnahmetank weist vorzugsweise eine Sauerstoffeinlaßöffnung 16 auf, die mit einer Sauerstoffzufuhrquelle 17 verbunden ist. In analoger Weise weist der Aufnahmetank ferner vorzugsweise eine Lufteinlaßöffnung 18 auf, die mit einer Luftzufuhrquelle 19 verbunden ist. Die Sauerstoff- und Luftzufuhrquellen können einfach Hochdrucktanks für Sauerstoff und Luft sein, und die Luftzufuhrquelle kann ebenso ein Luftkompressor sein. Andere herkömmliche Quellen für unter Druck stehenden Sauerstoff und unter Druck stehende Luft in Krankenhauseinrichtungen wären ebenso geeignet. Alternativ können die Luft-Einlaßleitung und die Sauerstoff-Einlaßleitung zusammengeführt sein, um für eine Vormischung der Gase vor ihrem Eintritt in das Druckgefäß zu sorgen.

Eine Sauerstoff-Zufuhrleitung 20 fördert vorzugsweise Sauerstoff von der Sauerstoffeinlaßöffnung zu dem Tank und eine Luft-Zufuhrleitung 22 fördert Luft zu dem Aufnahmetank. Die Sauerstoff-Einlaßleitung weist ferner ein Solenoidventil 24 auf, welches normalerweise geschlossen ist und durch das elektronische Steuersystem erregt werden kann, um dem Aufnahmetank unter Druck stehenden Sauerstoff zuzuführen. In ähnlicher Weise umfaßt die Luft-Zufuhrleitung ein Solenoidventil 26, welches durch das elektronische Steuersystem erregt werden kann, um Druckluft für den Aufnahmetank bereitzustellen.

Ferner ist mit dem Aufnahmetank eine Auslaßleitung 28 verbunden, um Atemgas aus dem Aufnahmetank dem Patienten zuzuführen, sowie ein druckerfassender Druckaufnehmer 30. Das elektronische Steuermittel 32, welches vorzugsweise einen Mikroprozessor zum Steuern aller Funktionen des Beatmungsgerät-Steuersystems umfaßt, ist mit dem Sauerstoff-Solenoidventil, dem Luft-Solenoidventil, dem Drucksensor am Gefäß und einer Auslaßsolenoidventil-Steuerung 34 verbunden, welche das einstellbare Beatmungsservoventil 35 in der Auslaßleitung steuert.

Mit Bezug auf Figur 2 entsprechen jene Elemente, die die Bezugszeichen 110 bis 134 tragen, jeweils den Elementen, die die Bezugszeichen 10 bis 34 tragen. In der bevorzugten Form der Erfindung umfaßt die Sauerstoff-Einlaßleitung ferner einen Filter 136 für das Sauerstoffgas, und die Luft-Einlaßleitung umfaßt einen Filter 138 für die Druckluft. Ferner sind Rückschlagventile 140 und 142 in den Sauerstoff- und Luft-Einlaßleitungen vorgesehen, und ein Sauerstoffdruckschalter 144 und ein Luftdruckschalter 146 sind in der Nähe der Gaseinlaßöffnungen zur Überwachung der Niederdruckgaszufuhr angeschlossen. Ferner ist vorzugsweise ein Überleitungssolenoid 148 mit der Sauerstoff-Einlaßleitung und der Luft-Einlaßleitung in Reihe geschaltet, um das Beatmungsgerät für den Fall, daß das normale Atemgassystem versagen sollte, mit einer alternativen Sauerstoff-Druckquelle zu versehen. Der Druckschalter 150 ist mit dem Aufnahmetank in der Nähe des Tankdrucksensors verbunden und wird dazu benutzt, die Gültigkeit des Druckaufnehmers elektrisch zu testen. Ferner ist ein Überdruckventil 152 an den Aufnahmetank angeschlossen und wird zum Abbau jedweder Überdruckzustände eingesetzt, welche aufgrund von System- oder Bauteil-Versagen auftreten können.

Der Atemgasfluß des Beatmungsgeräts wird durch einen zweiten Drucksensor überwacht, nämlich den Absolutdruckaufnehmer 154, der mit der Atemgas-Auslaßleitung zum Patienten verbunden ist. Die von dem Ausflußabsolutdruck-Aufnehmer gemachten Messungen werden verwendet, um Patientensystem-Okklusion und Atmosphärendruck zu bestimmen, und wird ferner verwendet, um die Gültigkeit der Druckablesungen in dem Patientenatmungskreis zu überwachen. Ferner ist ein Sicherheitsüberdruckventil 156 an der Atemgasflußleitung vorgesehen, welches dazu dient, übermäßigen Druck in dem Atemgasausfluß zur Entlüftung 157 abzugeben. Ein Sicherheitsventilsolenoid 158 und Begrenzer 160a und 160b sind ebenfalls mit der Sicherheitsreguliereinrichtung in Reihe geschaltet und mit dem Überleitungssolenoid in Fluidverbindung gesetzt, um die Grundlage des Sicherheitssystems zu bilden, welches den Patienten im

Falle des Versagens des normalen Atemluftsystems mit Luft versorgt. Das Sicherheitsüberdruckventil dient somit dem doppelten Zweck, Überdruck der Entlüftung zuzuführen und erforderlichenfalls Umgebungsluft in die Atemgas-Ausflußleitung zum Patienten einzulassen. Das Sicherheitssystem umfaßt ferner das Auslaßleitungs-Rückschlagventil 164.

Eine Zerstäuberdruckquelle des Beatmungsgeräts wird durch das Zerstäubersolenoid 166 bereitgestellt, das seine Druckzufuhr von dem Zerstäuber 168 erhält, welcher direkt mit dem Aufnahmetank verbunden ist. Der Zerstäuberbetrieb verändert die gesteuerte Volumenzufuhr oder das Atemgas, den Sauerstoffprozentsatz nicht.

Der Beatmungsgerät-Ausgangsgasfluß wird ferner durch den Auslaßleitungsfilter 170 gefiltert und über ein (nicht dargestelltes) Patientenrohrleitungssystem zu dem Patienten transportiert. Ausgeatmetes Gas wird zu dem Beatmungsgerät über (nicht dargestellte) Rohre zurückgeführt, welche mit einer Wasserfalle 171 am Exhalationsventileinlaß 172 in dem Patientenatemungskreis verbunden sind. Über eine Patienten-drucköffnung am Exhalationsventileinlaß sind zusätzliche Beatmungsgerätkomponenten angeschlossen. Dies sind ein dritter Drucksensor 173, ein Manometer 174, welches zur Überwachung des Patientensystemdrucks verwendet wird, und ein Autozero-Solenoid 176, das verwendet wird, um den Patientenatemkreis-Drucksensor 173 automatisch auf Null einzustellen.

Ein Exhalations-Servoventil 180 wird verwendet, um den vom Patienten ausgeatmeten, zu dem Raum fließenden Gasfluß zu steuern. Das Exhalationsservoventil ist ein direkt getriebenes Servoventil, welches von einem elektrischen Stellmotor angetrieben und von dem elektronischen System des Beatmungsgeräts gesteuert wird. Der Stellmotor ist mechanisch mit dem Exhalationsventil 182 des Atemkreises verbunden. Das Spirometer 184 ist ein zweiteiliges System, daß aus dem Massenflußsensor 186 und dem Durchflußventurirohr 188 besteht. Die von dem Massenflußsensor und dem Durchflußventurirohr über-



wachte Spirometrie stellt sowohl für die Patientendatenanzeige als auch für Beatmungsgerätstatus-Alarmelemente Gasflußmessungen für das elektronische System des Beatmungsgeräts bereit. Das elektronische System steuert alle Funktionen und Eingaben des Pneumatiksystems des Beatmungsgeräts, wobei es sowohl den Sauerstoffeinlaß, den Lufteinlaß und die Überleitungssolenoiden, das Beatmungsservoventil und Sicherheits-solenoid als auch das Zerstäubersolenoid und das Autozero-Solenoid des Patientensystemdruckkreises steuert. Jeder der drei Drucksensoren und der Flußsensor sind ferner mit dem elektronischen System verbunden, um den Betrieb des Beatmungssystems betreffende Daten bereitzustellen.

#### Sauerstoff-Luft-Proportionierung.

Im normalen Beatmungsbetrieb befindet sich der Flaschendruck auf Atmosphärendruck, wenn die Leistung zum erstenmal eingeschaltet wird. Nach Vollendung der Anfahrvorgänge, beginnen die Beatmungsalgorithmen mit der Ausführung.

Zuerst wird der Flaschendruck gemessen und die frühere Sauerstoffkonzentration aus dem Speicher ausgelesen. Unter Anwendung von (4) und (5) wird die Anzahl (NA, NO) von Molekülen jedes Gastyps geschätzt. Dann werden Misch- und Volumenbefehle von der Tastatur verwendet, um den "Flasche voll"-Druck und die erwünschte Anzahl (NAD, NOD) von Molekülen jedes Gastyps zu berechnen. Die geschätzte Anzahl wird von der erwünschten Anzahl abgezogen, um die zu injizierende Anzahl von Molekülen jedes Typs anzugeben. Schließlich wird Gleichung (2) angewendet, um diese Werte in äquivalente Druckänderungswerte ( $\Delta P_A$ ,  $\Delta P_O$ ) umzuwandeln.

Nach Bereitstellung eines Druckladewerts für jedes Gas werden Zieldruckwerte berechnet. Das erste Solenoidventil wird geöffnet, um die Flasche zu beladen, und dann geschlossen, wenn der Druck seinen ersten Zieldruck erreicht. Nach einer kurzen Pause wird der Flaschendruck gemessen und aufgezeichnet. Als nächstes wird das zweite Solenoid geöffnet und dann geschlossen, wenn der zweite Zieldruckwert erreicht ist.

Nach einer kurzen Pause wird der Flaschendruck wiederum gemessen und aufgezeichnet.

Mit einem auf Grundlage präziser Solenoidbetätigung hergestellten "mix" wird das wahre "mix" unter Verwendung der Gleichungen (4) und (5) und der Zwischendruckmessungen nun noch genauer geschätzt. Diese Schätzung ersetzt das zuvor in dem Speicher gespeicherte "mix".

Es folgt die Beatmung, und das Gas aus der Flasche wird dem Patienten durch das Servoventil zugeführt, bis das gewünschte Volumen zugeführt worden ist (Zwangsbeatmung) oder der Patient das Ende der Beatmung einleitet (spontane Atmung). In jedem Fall greift der Mischalgorithmus wieder ein.

An diesem Punkt folgt der Algorithmus in Abhängigkeit von dem vom Therapeuten gewählten Modus zwei verschiedenen Prozeduren. Im spontanen Modus wird der gegenwärtige Flaschendruck mit einem Schwellenwert verglichen. Nur wenn er unter diesen Schwellenwert fällt, wird ein neuer Mischzyklus begonnen und die Flasche vollständig gefüllt. Falls er oberhalb des Schwellenwerts liegt, wird noch nicht gemischt. Dieser Schwellenwert-Ansatz wird verwendet, um die Mischungenauigkeit aufgrund von Druckmessungsfehlern zu vermindern.

Im Zwangsmodus wird der Flaschendruck für den nächsten Zyklus auf Grundlage des gegenwärtigen Drucks und des dem Patienten im nächsten Zyklus zuzuführenden Volumens geschätzt. Insbesondere wird die aufgrund einer einzigen Volumenzufuhr vorhergesagte Druckänderung von dem gegenwärtigen Druck abgezogen. Diese Schätzung wird dann mit einem Schwellenwert verglichen und falls sie unter diesen abfällt, wird wie zuvor ein neuer Mischzyklus durchgeführt. Falls nicht, wird das Mischen übergangen. Dieser Ansatz stellt sicher, daß der Flaschendruck stets oberhalb des zum Zerstäuberbetrieb erforderlichen Schwellenwerts gehalten wird.

BEISPIEL 1. LUFT/SAUERSTOFF-MISCHSTEUERUNG

Dieses Beispiel stellt die Ereignisse dar, die einen kompletten Mischzyklus bilden. Figur 3 zeigt den Flaschendruck über der Zeit während des Mischprozesses. Besondere Ereignisse sind:

1. Gas wird dem Patienten durch das Servoventil zugeführt (200).
2. Gaszufuhr beendet, Servoventil ist geschlossen (202).  
 Flaschendruck wird aufgezeichnet.  
 Vorhergehendes "mix" wird aus dem Speicher ausgelesen.  
 Gegenwärtige Menge jedes Gases wird abgeschätzt.  
 Der über die Tastatur eingegebene "mix"-Befehl wird aus dem Speicher ausgelesen.  
 Der gewünschte Flaschendruck wird wie folgt berechnet:
  - a. Zwang: Schwellenwert, Zufuhrdruck addieren
  - b. Spontan: verwenden maximalen Flaschendrucks
 Die erwünschte Menge jedes Gases wird berechnet.  
 Die zu injizierende Menge jedes Gases wird durch Subtraktion erhalten.
3. Das Sauerstoff-Solenoidventil wird geöffnet (204).  
 Der Druck wird bei der Sauerstoffzugabe überwacht.
4. Der Druck erreicht den Zielwert für Sauerstoff (206).  
 Das Sauerstoffsolenoid wird geschlossen.
5. Eine kurze Pause ermöglicht einen Druckausgleich (208).
6. Der Druck wird gemessen (210).  
 Die Druckänderung aufgrund von Sauerstoff wird berechnet und aufgezeichnet.
7. Das Luft-Solenoidventil wird geöffnet (212).  
 Der Druck wird bei der Luftzugabe überwacht.
8. Der Druck erreicht den Zielwert für Luft (214).  
 Das Luftsolenoid wird geschlossen.

9. Eine kurze Pause ermöglicht einen Druckausgleich (216).
10. Der Druck wird gemessen (218).  
Die Druckänderung aufgrund von Luft wird berechnet und aufgezeichnet. Ein neues "mix" wird aus den gemessenen Luft- und Sauerstoffdruckänderungen geschätzt.
11. Die Beatmung beginnt und Gas beginnt, zu dem Patienten zu fließen (220).

#### BEISPIEL 2. WIEDERBEFÜLLUNGSLOGIK FÜR SPONTANE ATMUNG.

Spontane Atemzüge werden durch den Patienten gesteuert und sind daher nicht in der Größe vorhersagbar. Die Flasche muß nach jedem bedeutsamen Atemzug wieder vollständig befüllt werden, um sicherzustellen, daß eine Anforderung eines langen Atemzugs beim nächsten Einatmen erfüllt werden kann. Zusätzlich hängt die Mischgenauigkeit in großem Maße von der Sicherstellung einer deutlichen Wiederbefüllldruckänderung ab, daher wird ein Schwellenwert verwendet, um eine minimale Druckladung herbeizuführen. Ein typischer Druckverlauf ist in Figur 4 dargestellt:

1. Der Patient atmet ein (222).
2. Der Patient beendet das Einatmen (224).  
Der Flaschendruck wird aufgezeichnet und mit dem Schwellenwert verglichen.  
Der Druck liegt unterhalb des Schwellenwerts und daher wird mit der Wiederbefüllung fortgefahren.  
Setzen des Zieldrucks auf 30 psi.
3. Ausführen der Mischsteuerung wie in Beispiel 1 (226).
4. Der Druck erreicht 30 psi (228).  
Die Mischsteuerung wird beendet.  
Warten auf das Einatmen des Patienten.
5. Der Patient atmet ein (230).
6. Der Patient beendet das Einatmen (232).  
Der Flaschendruck wird aufgezeichnet und mit dem Schwellenwert verglichen.

Der Druck liegt oberhalb des Schwellenwerts daher wird nicht wiederbefüllt.

Warten auf das Einatmen des Patienten.

7. Der Patient atmet ein (234).

8. Der Patient beendet das Einatmen (236).

Der Flaschendruck wird aufgezeichnet und mit dem Schwellenwert verglichen.

Der Druck liegt unterhalb des Schwellenwerts und daher wird mit der Wiederbefüllung fortgefahren.

Setzen des Zieldrucks auf 30 psi.

9. Ausführen der Mischsteuerung wie in Beispiel 1 (238).

### BEISPIEL 3. WIEDERBEFÜLLUNGSLOGIK FÜR GROSSE ZWANGSATEMZÜGE.

Zwangsbeatmung sorgt für Atemzüge vorbestimmter Größe und somit braucht die Flasche nach jedem Einatmen nicht vollständig wiederbefüllt werden. Hierdurch kann bei niedrigeren Drücken gearbeitet werden, bei denen das Servoventil bessere Linearität zur verbesserten Flußsteuerung zeigt. Jedoch wird ein Minimaldruck-Schwellenwert verwendet, um ausreichenden Zerstäuberdruck sicherzustellen. Der Flaschendruck wird stets oberhalb des Schwellenwerts gehalten. Ein typischer Flaschendruckverlauf für diesen Fall ist in Figur 5 dargestellt:

1. Gas wird dem Patienten zugeführt (240).

2. Die Beatmung wird beendet, wenn das erwünschte Volumen erreicht ist (242).

Der Flaschendruck wird aufgezeichnet.

Der Druck nach dem nächsten Atemzug wird vorhergesagt.

Der vorhergesagte Druck liegt unterhalb des Schwellenwerts, mit Wiederbefüllen fortfahren.

3. Durchführen der Mischsteuerung wie in Beispiel 1 (244).

Da die Volumina in diesem Beispiel groß sind, wird der Druck stets unter den Schwellenwert abfallen und somit wird nach jedem Atemzug wiederbefüllt.

#### BEISPIEL 4. WIEDERBEFÜLLUNGSLOGIK FÜR KLEINE ZWANGSATEMZÜGE.

Kleine Zwangsatemzüge erzeugen kleine Änderungen des Flaschendrucks und so sollte nicht nach jedem Einatmen wiederbefüllt werden. Dies verhindert sowohl Mischungenauigkeiten als auch Solenoidventilabnutzung. Ein gutes Beispiel ist in Figur 6 dargestellt:

1. Gas wird dem Patienten zugeführt (246).
2. Die Beatmung wird beendet, wenn das erwünschte Volumen erreicht ist (248).  
Der Flaschendruck wird aufgezeichnet.  
Der Druck nach dem nächsten Atemzug wird vorhergesagt.  
Die Vorhersage liegt oberhalb des Schwellenwerts, somit wird nicht wiederbefüllt.
3. Gas wird dem Patienten zugeführt (250).
4. Die Beatmung wird beendet, wenn das erwünschte Volumen erreicht ist (252).  
Der Flaschendruck wird aufgezeichnet.  
Der Druck nach dem nächsten Atemzug wird vorhergesagt.  
Die Vorhersage liegt unterhalb des Schwellenwerts, daher wird mit Wiederbefüllen fortgefahren.
5. Durchführen der Mischsteuerung wie in Beispiel 1 (254).
6. Mischsteuerung beendet (256).  
Warten auf den nächsten Atemzug.

#### Zufuhr kontrollierten Volumens.

Zur Zwangsbeatmung mit begrenztem Volumen bestimmt die Bedienungsperson die Parameter Tidenvolumen und erforderlichen Spitzenfluß und gibt diese Parameter in das elektronische Steuersystem ein, um dem Beatmungssystem die Zufuhr des gewünschten Atemzugs zu ermöglichen. Der Antriebsgasdruck für

das Beatmungsgerät wird in dem Aufnahmetank gespeichert. Während der Einatmungsphase bleiben das Sauerstoffeinlaß-Solenoidventil und das Lufteinlaß-Solenoidventil geschlossen und der Aufnahmetank-Drucksensor überwacht kontinuierlich Druck- oder Volumenwerte in dem Aufnahmetank. Zu Beginn des Einatmens wird der Anfangsdruck in dem Aufnahmetank von dem Drucksensor empfangen und in den Mikroprozessor-Systemspeicher eingegeben, und das Auslaßsolenoid-Servoventil für Atemgas wird betätigt, um den Fluß zum Patienten zu regulieren.

Zur Spitzenflußsteuerung wird ein elektronisch differenziertes Drucksignal von dem Aufnahmetank-Druckaufnehmer verwendet, um die Gasflußrate aus dem Aufnahmetank heraus zu bestimmen. Dieses  $dp/dt$ -Signal wird von dem elektronischen Steuersystem verwendet, um dem Beatmungsservoventil eine Regelschleife zuzuführen und die gewünschte festgesetzte Flußrate beizubehalten. Der Absolutdruckaufnehmer in der Auslaßleitung, der stromabwärts des Einatmungsservoventils angeordnet ist, stellt Messungen für den Umgebungsdruck bereit und sorgt für die Erfassung von Atmungskreis-Okklusionen.

Eine quadratische Wellenform des Beatmungsflusses ist das Standardverfahren zur Zufuhr gesteuerten Volumens. Die Volumensteuerung wird durch direkte Druckmessung der Anfangs- und Enddrücke in dem Aufnahmetank während der Einatmungsphase der Beatmung bewerkstelligt. Das Volumen wird indirekt aus der Druckänderung in dem Aufnahmetank gemäß den Gleichungen des idealen Gasgesetzes bestimmt.

Der Spontanatmungsmodus des Beatmungsgeräts ist eine wichtige Funktion des erfindungsgemäßen Beatmungsgeräts. Das Ansprechen des Beatmungsgeräts auf die vom Patienten geforderten Atemzüge bestimmt die Qualität der Beatmung. Das Beatmungsgerät-Steuersystem implementiert einen anteiligen, Servoventil-gesteuerten, Spontanatmungsmodus mit der Servoregelschleife zu dem Patientendrucksensor 173, der zum besten Ansprechen auf die Anforderung des Patienten in dem Flußweg

des Exhalationssystems der Patientenrohrleitung angeordnet ist.

In der vorstehenden Beschreibung wurde gezeigt, daß das erfindungsgemäße System und das erfindungsgemäße Verfahren die Steuerung des Atemgasflusses in ein Druckgefäß in vorbestimmter Art und Weise in Antwort auf den Druck in dem Aufnahmegefäß und dem Modus der Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten ermöglicht. Es ist ferner bedeutsam, daß das erfindungsgemäße System und das erfindungsgemäße Verfahren die Steuerung des Ausflusses des Atemgases zu einem Patienten in vorbestimmter Art und Weise in Antwort auf Druckänderungen ermöglichen, welche in dem Druckgefäß über ein Zeitdauer erfaßt wurden, sowie auf Grundlage des Modus der Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten.



CM/HG

Europäische Patentanmeldung Nr. 90 311 793.5  
10278P DEU

PURITAN-BENNETT CORPORATION

### Patentansprüche

1. Beatmungssystem (10, 110) zur Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten, umfassend: ein Druckgefäß (12, 112) mit fester Wandung; erste und zweite Einlaßöffnungen (16, 116; 18, 118), welche mit dem Gefäß (12, 112) verbunden sind, wobei jede Einlaßöffnung (16, 116; 18, 118) in Fluidverbindung mit entsprechenden ersten und zweiten gesonderten Quellen (17, 117; 19, 119) jeweiliger erster und zweiter, zur Bildung des Atemgases in einem gewünschten Verhältnis zu vereinender Komponentengase steht, wobei den ersten und zweiten Einlaßöffnungen (16, 116; 18, 118) entsprechende erste und zweite Einlaßventile (24, 124; 26, 126) zugeordnet sind zum individuellen Steuern des Flusses jedes Komponentengases durch die Einlaßöffnungen (16, 116; 18, 118) zu dem Gefäß (12, 112); Auslaßmittel (28, 128), um das Gefäß (12, 112) mit dem Patienten in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel (30, 130), um den Druck des Atemgases in dem Druckgefäß (12, 112) zu erfassen; Einlaßfluß-Steuermittel (32, 132), um in Antwort auf den in dem Druckgefäß erfaßten Gasdruck in dem gewünschten Verhältnis den Fluß des ersten Komponentengases durch die erste Einlaßöffnung (16, 116) in das Druckgefäß (12, 112) zu steuern, während die zweite Einlaßöffnung (18, 118) geschlossen ist, und nachfolgend den Fluß des zweiten Komponentengases durch die zweite Einlaßöffnung (18, 118) zu steuern, während die erste Einlaßöffnung

(16, 116) geschlossen ist, wobei das Steuermittel umfaßt: Mittel, um gemäß der Molanzahl jedes Komponentengases für jedes Komponentengas in dem Druckgefäß (12, 112) einen zum Befüllen des Gefäßes (12, 112) mit dem gewünschten Verhältnis der Komponentengase erforderlichen, gewünschten Druckänderungswert zu bestimmen, indem aus dem erfaßten Druck in dem Gefäß (12, 112) und einer früheren Konzentration des ersten Komponentengases eine geschätzte Anzahl von Molekülen in dem Gefäß (12, 112) bestimmt wird, und die geschätzte Anzahl von Molekülen von einer gewünschten Anzahl von Molekülen in dem Gefäß (12, 112) abgezogen wird, sowie Mittel, um ein tatsächliches Verhältnis der Komponentengase in dem Atemgas in dem Gefäß (12, 112) zu bestimmen, indem die Molanzahl jedes der Komponentengase in dem Gefäß (12, 112) auf Grundlage erfaßter Druckänderungen jedes der in das Druckgefäß (12, 112) eingeleiteten Komponentengase bestimmt wird; und einen Mikroprozessor oder elektronische Mittel umfassende Auslaßfluß-Steuermittel (32, 132), die elektrisch mit den Sensormitteln (30, 130) verbunden sind, um den Ausfluß des Atemgases durch die Auslaßmittel (28, 128) zu steuern, dadurch gekennzeichnet,

daß die Sensormittel (30, 130) Mittel umfassen, um den in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer erfaßten Druck elektronisch zu differenzieren, um ein differenziertes Drucksignal zu erzeugen, welches eine Ausfluß-Änderungsrate des Drucks in dem Druckgefäß über eine Zeitdauer darstellt, und daß die Auslaßfluß-Steuermittel (32, 132) den Ausfluß von Atemgas in Antwort auf dieses differenzierte Drucksignal auf Grundlage der Änderungsrate des in dem Druckgefäß (12, 112) über eine Zeitdauer erfaßten Gasdrucks steuern.

2. System nach Anspruch 1, bei welchem die Auslaßfluß-Steuermittel (32, 132) umfassen: Mittel, um die Ausflußrate des Atemgases aus dem Gefäß (12, 112) in Antwort auf das differenzierte Drucksignal von den Sen-

sormitteln (30, 130) zu bestimmen, Ausgabevergleichsmittel (32, 132), um die Ausflußrate mit einem vorbestimmten Referenzausflußwert zu vergleichen, welche zur Erzeugung eines Fehlersignals ausgebildet sind, sowie Ventilmittel (34, 35; 134, 135), die mit den Auslaßmitteln (28, 128) in Fluidverbindung stehen und mit den Ausgabevergleichsmitteln (32, 132) betriebsmäßig verbunden sind, um das Fehlersignal zu empfangen, und dazu ausgelegt sind, den Ausfluß in Antwort auf dieses Signal auf den vorbestimmten Ausflußwert einzustellen.

3. System nach Anspruch 1, bei welchem die Einlaßfluß-Steuermittel (32, 132) Befüllungs-Steuermittel (32, 132) umfassen, um in Antwort auf den durch die Sensormittel (30, 130) erfaßten Gasdruck den Gasdruck in dem Gefäß mit einem vorbestimmten Schwellendruck zu vergleichen, und ausgelegt sind, um ein Befüllungssignal zu erzeugen, wenn der Gasdruck in dem Gefäß (12, 112) unter den Druckschwellenwert abfällt, wobei die ersten und zweiten Einlaßventile (16, 116; 18, 118) mit den Befüllungs-Steuermitteln (32, 132) betriebsmäßig verbunden sind, um das Befüllungssignal zu empfangen.
4. System nach Anspruch 1, bei welchem die Einlaßfluß-Steuermittel (32, 132) Mittel (32, 132) umfassen, um einen vorhergesagten Gasdruck in dem Gefäß nach einer vorhergesagten nächsten Inhalation durch den Patienten auf Grundlage der erfaßten Druckänderungsrate in dem Gefäß (12, 112) zu bestimmen, sowie Befüllungs-Steuermittel (32, 132), um den vorhergesagten Gasdruck mit einem vorbestimmten Schwellenwert zu vergleichen.
5. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei welchem das Gefäß thermisch leitfähige Mittel (14, 114) enthält, um Temperaturschwankungen des in dem Gefäß (12, 112) enthaltenen Gases zu mindern, wobei die Mittel (14, 114) zum Mindern von Temperaturschwankungen

über das gesamte Innenvolumen des Gefäßes (12, 112) verteilt sind.

6. System nach Anspruch 5, bei welchem die Mittel (14, 114) zum Mindern von Temperaturschwankungen Kupferwolle umfassen.
7. Verfahren zum Steuern der Zufuhr von Atemgas zu einem Patienten aus einem Beatmungssystem, umfassend ein Druckgefäß (12, 112) mit fester Wandung mit ersten und zweiten Einlaßöffnungen (16, 116; 18, 118), wobei jede Einlaßöffnung (16, 116; 18, 118) das Gefäß (12, 112) mit ersten und zweiten gesonderten Quellen (17, 117, 19, 119) jeweiliger erster und zweiter, in dem Gefäß (12, 112) in einem gewünschten Verhältnis zur Bildung des Atemgases zu vereinender Komponentengase in Fluidverbindung setzt, wobei das Atemgas in dem Gefäß (12, 112) ein bekanntes Anfangsverhältnis der Komponentengase aufweist; Auslaßmittel (28, 128), um das Gefäß (12, 112) mit dem Patienten in Fluidverbindung zu setzen; Sensormittel (30, 130), um den Druck des Atemgases in dem Druckgefäß (12, 112) zu erfassen; Mittel (32, 132), um den Fluß der Komponentengase durch die Einlaßöffnungen (16, 116; 18, 118) aufeinanderfolgend zu steuern; und Ausgangsfluß-Steermittel (34, 35; 134, 135), um den Fluß des Atemgases durch die Auslaßmittel (28, 128) zu steuern, das Verfahren umfassend die Schritte: Messen des Gasdrucks in dem Gefäß (12, 112) nach Inhalation durch den Patienten; Bestimmen der Druckanstiegswerte für die ersten und zweiten Komponentengase in dem Gefäß (12, 112) entsprechend der Anzahl von Molekülen jedes Komponentengases, die erforderlich ist, um das Gefäß (12, 112) mit dem gewünschten Verhältnis der Komponentengase auf einen gewünschten Befüllungsdruck zu füllen, indem eine geschätzte Anzahl von Molekülen in dem Gefäß (12, 112) aus dem erfaßten Druck in dem Gefäß (12, 112) und einer früheren Konzentration des ersten Komponentengases bestimmt wird, und

die geschätzte Anzahl von Molekülen von einer gewünschten Anzahl von Molekülen in dem Gefäß (12, 112) subtrahiert wird; aufeinanderfolgendes Befüllen des Gefäßes (12, 112) mit den Komponentengasen auf die entsprechenden Druckanstiegswerte, während Druckmessung in dem Druckgefäß (12, 112), indem gemäß den Druckanstiegswerten das erste Komponentengas in das Gefäß (12, 112) durch die erste Einlaßöffnung (16, 116) eingeleitet wird, während die zweite Einlaßöffnung (18, 118) geschlossen ist, und das zweite Komponentengas durch die zweite Einlaßöffnung (18, 118) eingeleitet wird, während der erste Einlaß (16, 116) geschlossen ist, bis der Gasbefüllungsdruck in dem Gefäß (12, 112) erreicht ist; Messen eines tatsächlichen Druckanstiegs in dem Druckgefäß (12, 112) für jedes in das Gefäß (12, 112) eingeleitete Komponentengas; Bestimmen des Verhältnisses der Komponentengase in dem Druckgefäß (12, 112) durch Bestimmen der Molanzahl jedes der Komponentegase in dem Gefäß (12, 112) auf Grundlage des bekannten Anfangsverhältnisses der Komponentengase in dem Gefäß (12, 112), des Gesamtdrucks und der gemessenen tatsächlichen Druckänderungen für jedes in das Gefäß (12, 112) eingeleitete Komponentengas; Entnehmen des Gases aus dem Gefäß (12, 112) durch die Auslaßmittel (28, 128); Messen einer Ausflußänderungsrate des Gasdrucks in dem Gefäß (12, 112) über die Zeit; und Steuern (32, 132) der Gasentnahme aus dem Gefäß (12, 112), gekennzeichnet durch:

Erzeugen eines differenzierten Drucksignals, welches die Ausflußänderungsrate des Drucks in dem Druckgefäß (12, 112) über eine Zeitdauer darstellt, und wobei das Steuern der Gasentnahme in Antwort auf das differenzierte Drucksignal auf Grundlage der Änderungsrate des in dem Druckgefäß (12, 112) erfaßten Gasdrucks über eine Zeitdauer erfolgt.

8. Verfahren nach Anspruch 7, bei welchem der Schritt des Steuerns (32, 132) der Gasentnahme umfaßt Vergleichen (32, 132) der Gasdruckänderung mit einem vorbestimmten Referenzausflußwert und Erzeugen (32, 132) eines Fehlersignals, das die Differenz zwischen der Gasdruckänderung und dem Referenzausflußwert darstellt; und Einstellen (32, 132) des Ausflusses in dem Auslaß in Antwort auf das Fehlersignal, um die Differenz zwischen der Gasdruckänderungsrate und dem Referenzausflußwert zu vermindern.
9. Verfahren nach Anspruch 7, ferner umfassend die Schritte:
  - Vergleichen (32, 132) des gemessenen Gasdrucks in dem Gefäß mit einem vorbestimmten Schwellenwert; und
  - Einleiten der ersten und zweiten Komponentengase in das Gefäß (12, 112) in dem gewünschten Verhältnis, wenn der Druck in dem Gefäß (12, 112) unter den Schwellenwert abfällt, und bis der Gesamtdruck des Gases in dem Gefäß (12, 112) einen vorbestimmten oberen Grenzwert erreicht.
10. Verfahren nach Anspruch 7, ferner umfassend die Schritte:
  - Bestimmen (32, 132) eines vorhergesagten Drucks in dem Gefäß (12, 112) nach einer vorhergesagten nächsten Inhalation durch den Patienten auf Grundlage der erfaßten Druckänderungsrate in dem Gefäß (12, 112);
  - Vergleichen (32, 132) des vorhergesagten Drucks mit einem vorbestimmten Druckschwellenwert; und
  - Befüllen des Gefäßes (12, 112) mit dem Gas, wenn der vorhergesagte Druck unter den vorbestimmten Druckschwellenwert abfällt.
11. Verfahren nach Anspruch 7, bei welchem das Atemgas aus dem Gefäß (12, 112) gemäß einem Entnahmeflußbefehl für eine vorbestimmte Zeitdauer entnommen wird, und ferner umfassend die Schritte:

a) Subtrahieren (32, 132) der gemessenen Ausflußänderung des Drucks von einer erwünschten Druckänderung, um einen Gasdruck-Änderungsfehler in der in einer Gaszufuhr zugeführten Gasmenge zu erhalten;

b) Integrieren (32, 132) des Gasdruck-Änderungsfehlers für jede Zufuhr, um einen integralen Fehler in der zugeführten Gasmenge zu bestimmen;

c) Festsetzen (32, 132) des Entnahmeflußbefehls für die nächste Entnahme auf die gewünschte Druckänderung zuzüglich eines Betrags, der dem vorstehenden integralen Fehler proportional ist; und

d) Wiederholen der Schritte a) - c) für eine nachfolgende Zufuhr eines Gasvolumens.

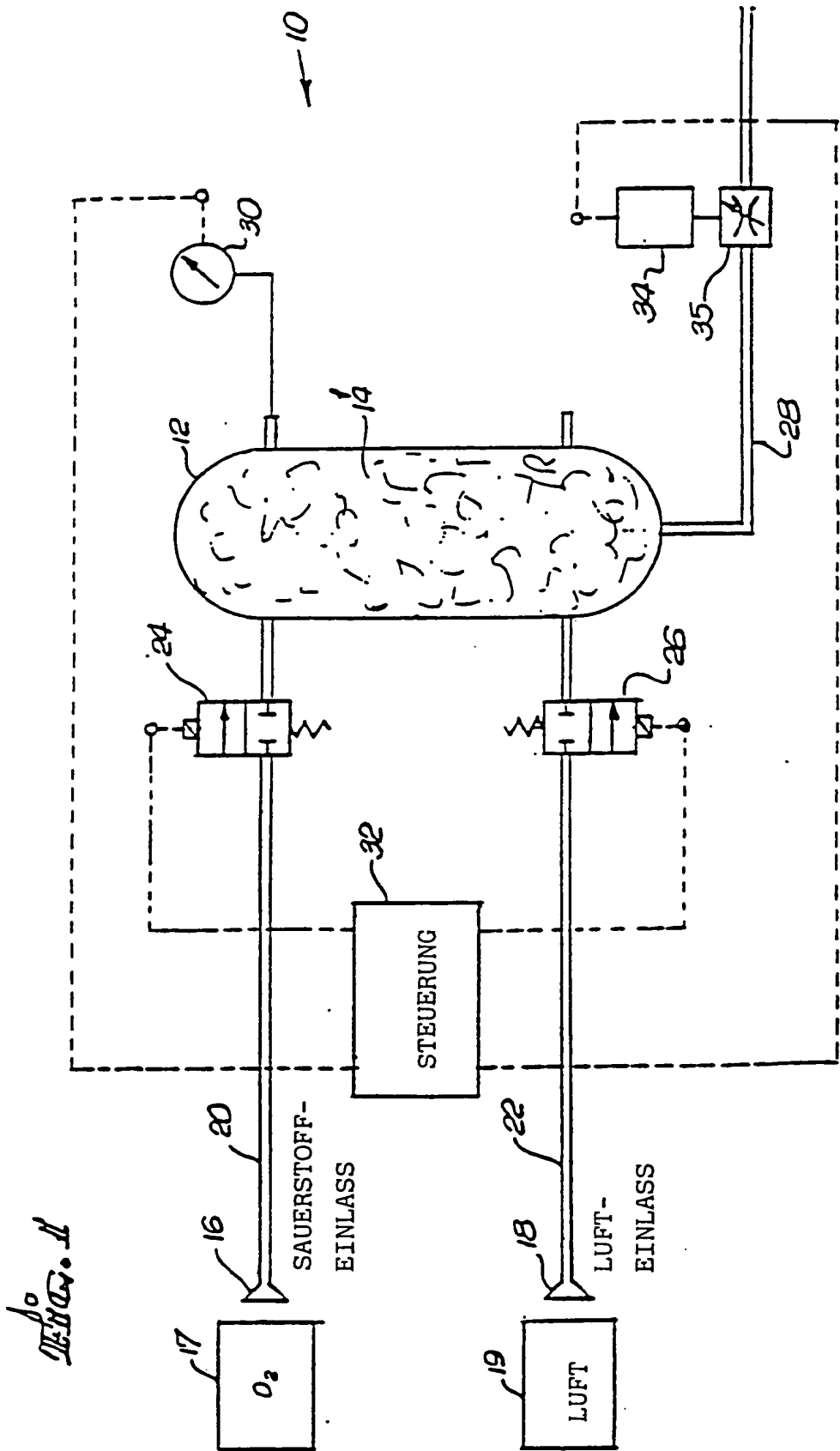
12. Verfahren nach Anspruch 7, ferner umfassend die Schritte:

Messen (32, 132) des Flußvolumens in den Auslaßmitteln auf Grundlage der Druckänderungen (30, 130) des Gases in dem Druckgefäß (12, 112) nach Inhalation durch den Patienten;

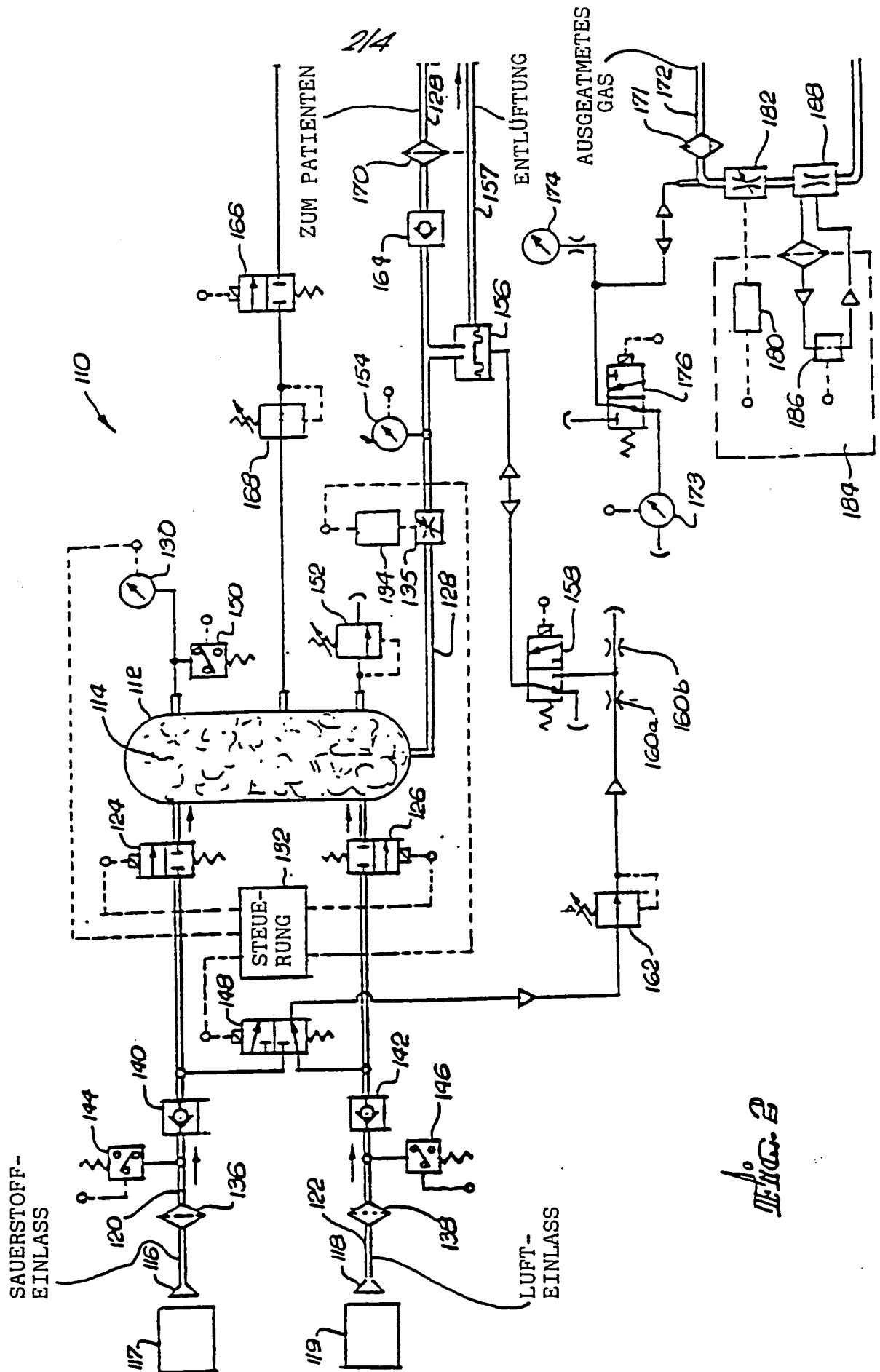
Vergleichen (32, 132) des Flußvolumens in den Auslaßmitteln (28, 128) mit einem vorbestimmten unteren Auslaßschwellenwert und mit einem vorbestimmten oberen Auslaßschwellenwert;

Einleiten des Ausflusses (34, 35; 134, 135) des Gases durch die Auslaßmittel (28, 128), wenn das Auslaßflußvolumen unter den unteren Schwellenwert abfällt; und

Anhalten des Ausflusses (34, 35; 134, 135) des Gases durch die Auslaßmittel (28, 128), wenn das Volumen des Auslaßflusses über den vorbestimmten oberen Schwellenwert ansteigt.







DE 110 2

3/4

Fig. 3

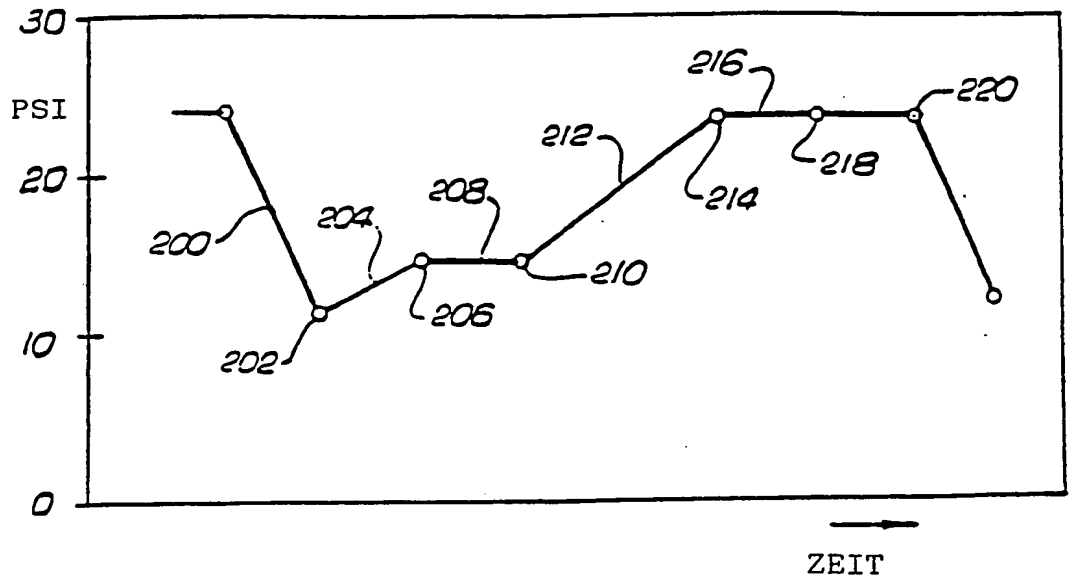


Fig. 4

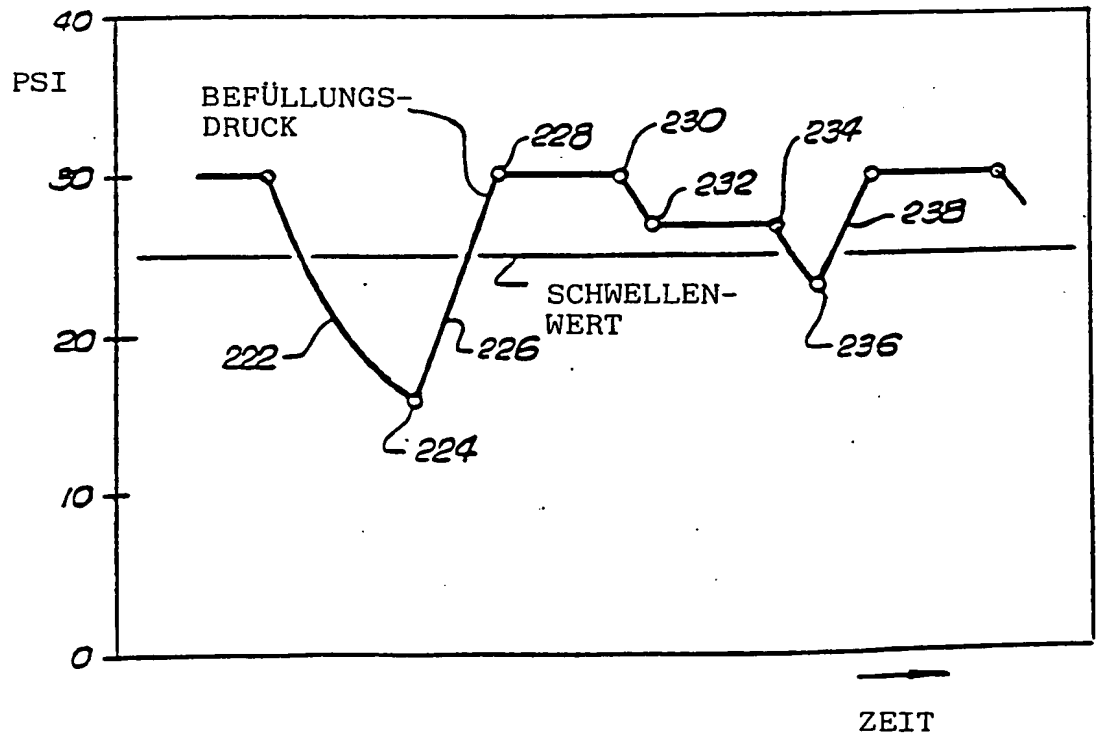


FIG. 5

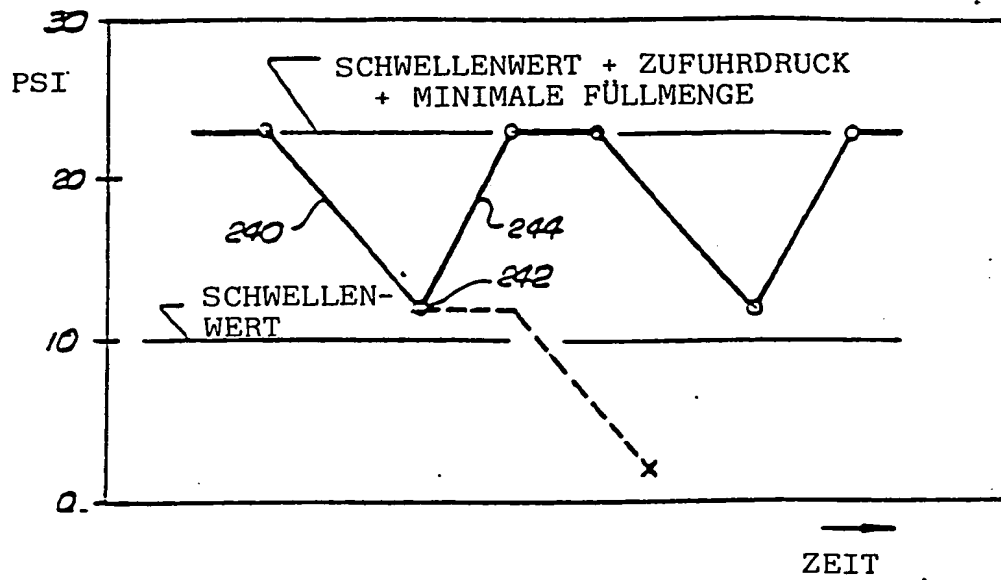


FIG. 6

